

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 797 760

②① N° d'enregistrement national : **99 10911**

⑤① Int Cl⁷ : A 61 B 6/14

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 30.08.99.

③⑦ Priorité :

④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 02.03.01 Bulletin 01/09.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥① Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : TROPHY RADIOLOGIE Société ano-
nyme — FR.

⑦② Inventeur(s) : MOUYEN FRANCIS.

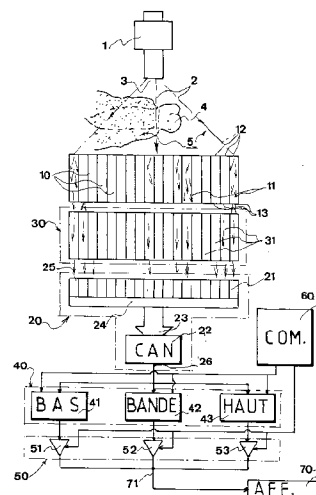
⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : CABINET MORELLE ET BARDOU.

⑤④ PROCÉDE POUR OBTENIR UNE IMAGE RADIOGRAPHIQUE D'UNE DENT ET DE SON ENVIRONNEMENT, ET DISPOSITIFS PERMETTANT DE METTRE EN OEUVRE CE PROCÉDE.

⑤⑦ La présente invention concerne les procédés et les dispositifs permettant d'obtenir une image radiographique d'une dent 4 et de son environnement 5.

Le procédé et le dispositif se caractérisent essentiellement par le fait que des barreaux cylindriques 10 réalisés en un matériau apte à transformer les rayons X en rayons lumineux 11 sont disposés les uns à côté des autres pour recueillir les rayons X émis par une source 1 après qu'ils aient traversé la dent 4 et son environnement 5 afin, tout à la fois, de les guider et de les transformer en rayons lumineux, des moyens 20 convertissant ensuite ces rayons lumineux 11 en signaux électriques qui sont traités pour réaliser l'image radiographique.



FR 2 797 760 - A1



**PROCÉDÉ POUR OBTENIR UNE IMAGE RADIOGRAPHIQUE
D'UNE DENT ET DE SON ENVIRONNEMENT, ET
DISPOSITIFS PERMETTANT DE METTRE EN ŒUVRE CE PROCÉDÉ**

05 L'invention a trait aux techniques de radiologie dentaire et concerne plus particulièrement les procédés pour obtenir une image radiographique d'une dent et de son environnement, ainsi que les dispositifs permettant de mettre en oeuvre ces procédés.

10 L'évolution de l'électronique observée ces dernières années a permis de faire progresser notablement les techniques d'examen radiologiques des organes du corps humain. Cette évolution vise plus particulièrement à réduire, pour le patient et pour le manipulateur, les doses d'exposition aux rayons X tout en améliorant la qualité d'image de la cible radiographiée. Les procédés et les dispositifs décrits et représentés dans les brevets français publiés sous les numéros 2 333 404, 2 378 496, 2 415 938, 2 495 429, 2 476 949, 2 477 626, 2 479 636, 2 185 667, 2 247 749 et 2 310 059 démontrent bien cet état de fait.

15 Les techniques d'exploration dentaire en sont, quant à elles, restées au stade traditionnel de la radiographie qui consiste à intercaler la dent à examiner entre une source extra-buccale de rayons X et un film radiographique intra-buccal sensible aux rayons X traversant la dent irradiée. Les formes de l'image obtenue sur ce film radiographique correspondent aux ombres portées par les constituants plus ou moins opaques aux rayons X de la dent examinée. Bien que cette technique de radiographie dentaire soit la plus usitée à 20 l'heure actuelle, elle présente toutefois l'inconvénient de limiter le nombre de clichés, compte tenu des doses de rayons X qu'ils exigent.

Il est utile de préciser que les nouvelles techniques de radiologie ont plus particulièrement porté sur la réalisation intrinsèque du capteur du faisceau de rayons X 25 émergeant de la cible irradiée afin, comme on l'a rappelé ci-dessus, de réduire les temps d'exposition aux rayons X tout en améliorant la qualité d'image de la cible radiographiée. De plus, l'image est obtenue en temps réel, évitant ainsi les manipulations de développement du film de la radiographie dentaire traditionnelle.

30 On connaît déjà de tels appareils, par exemple celui qui est décrit et représenté dans le brevet américain n° 4 160 997 (SCHWARTZ).

Le capteur intra-buccal décrit dans ce brevet américain présente cependant de nombreux inconvénients, en particulier l'inconvénient majeur de ne pas pouvoir remplir sa fonction essentielle qui consiste à enregistrer le faisceau de rayons X émergeant d'une dent irradiée et à fournir en sortie des informations susceptibles d'être analysées par une unité de 35 traitement électronique, ceci afin de faire apparaître, sur le moniteur d'une chaîne de visualisation, l'image de la susdite dent. En effet, pour comprendre que ce capteur intra-buccal n'est pas fonctionnel, il est utile de rappeler que les dispositifs à transfert de charges présentent les particularités suivantes:

- 40 - les dimensions de leur face sensible ne sont pas suffisantes pour capter tous les rayons X d'un faisceau émergeant d'une dent irradiée et SCHWARTZ propose d'utiliser, dans son capteur intra-buccal, un écran assurant une transmission linéaire,
- leur face sensible se détériore sous l'impact de rayons X d'énergie supérieure à 1 KeV et l'écran de SCHWARTZ n'assure par une protection suffisante de cette face

sensible,

- l'unité de traitement électronique des informations électriques en sortie du dispositif à transfert de charges ne doit pas être éloignée de ce dernier de plus de vingt centimètres, distance limite au-delà de laquelle le signal de sortie est trop faible pour être traité, et l'unité de traitement électronique des informations en sortie du capteur intra-buccal de SCHWARTZ est extra-buccale et reliée à ce dernier par un câble d'une longueur de plus de vingt centimètres.

Faisant le bilan de cet état de fait, le demandeur a mené des recherches qui ont abouti à la réalisation d'un appareil permettant d'obtenir une image radiologique dentaire sur un moniteur d'une chaîne de visualisation et d'obvier aux inconvénients précités, pour offrir un appareil fonctionnel aux performances incontestables dans la qualité de reproduction de l'image dentaire et dans la réduction de la dose d'exposition aux rayons X. Il a déjà déposé une demande de brevet dans ce domaine, la demande EP 0 129 451, mais a continué ses études pour améliorer ces appareils, notamment en vue d'augmenter leur sensibilité, leur fiabilité, etc.

La présente invention est le résultat actuel de ses études dans le domaine. Elle a pour but de perfectionner les procédés connus de l'art antérieur pour obtenir une image radiographique d'une dent et de son environnement, ainsi que les dispositifs permettant de mettre en œuvre ces procédés.

Plus précisément, la présente invention a pour objet un procédé pour obtenir une image radiographique d'une dent et de son environnement, caractérisé par le fait qu'il consiste:

- à émettre un faisceau de rayons X en direction de ladite dent et de son environnement,
- à guider les rayons X émergeant de ladite dent et de son environnement, dans des volumes sensiblement cylindriques suivant sensiblement l'axe desdits volumes,
- à transformer les rayons X lors de leur guidage dans lesdits volumes cylindriques, en rayons lumineux de longueur d'onde supérieure à celle des rayons X,
- à convertir ces rayons lumineux en signaux électriques, et
- à traiter ces signaux électriques pour réaliser ladite image radiographique.

La présente invention a aussi pour objet un dispositif pour mettre en œuvre le procédé ci-dessus, caractérisé par le fait qu'il comporte:

- une source apte à émettre un faisceau de rayons X vers ladite dent et son environnement,
- une pluralité de barreaux cylindriques réalisés en un matériau apte à transformer les rayons X en rayons lumineux de longueur d'onde supérieure à celle des rayons X, chaque barreau comportant une face d'entrée apte à recevoir lesdits rayons X et une face de sortie apte à émettre lesdits rayons lumineux, lesdits barreaux cylindriques étant disposés les uns à côté des autres de façon que toutes les faces d'entrée soient tournées vers ladite source de rayons X,
- des moyens pour convertir des rayons lumineux en signaux électriques,
- des moyens pour coupler les faces de sortie des barreaux cylindriques avec

lesdits moyens pour convertir des rayons lumineux en signaux électriques, et
des moyens pour traiter lesdits signaux électriques en vue de réaliser ladite
image radiographique.

05 D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront au
cours de la description suivante donnée en regard du dessin annexé à titre illustratif, mais
nullement limitatif, dans lequel:

La figure unique représente le schéma de principe d'un dispositif selon
l'invention pour obtenir une image radiographique d'une dent et de son environnement.

10 La présente invention concerne un procédé pour obtenir une image
radiographique d'une dent et de son environnement, c'est-à-dire la partie de gencive dans
laquelle est implantée la dent, éventuellement même l'os du maxillaire, les éventuelles
cavités que peut comporter une telle dent, remplies ou non d'un amalgame ou analogue, etc.

15 Le procédé consiste essentiellement à émettre un faisceau de rayons X en
direction de la dent et de son environnement. Les rayons X émergeant de la dent et de son
environnement sont guidés dans des volumes sensiblement cylindriques suivant
sensiblement l'axe de ces volumes, tout en étant transformés en rayons lumineux de
longueur d'onde très supérieure à celle des rayons X et choisie de façon à permettre la
conversion de ces rayons lumineux en signaux électriques.

20 Le procédé consiste enfin à traiter ces signaux électriques pour réaliser l'image
radiographique, par exemple sous forme d'image vidéo ou analogue.

25 Dans une mise en œuvre préférentielle, le procédé comporte en outre une étape
qui consiste à filtrer les signaux électriques en fonction de critères prédéterminés, par
exemple, mais non limitativement, pour éliminer les signaux électriques qui correspondent
aux images des tissus mous de la gencive ou à des matières comme les amalgames ou
analogues, dans le but de ne conserver que les signaux électriques qui correspondent aux
images de la dentine.

30 Ces derniers signaux peuvent ensuite être amplifiés selon une fonction
prédéterminée, linéaire ou non, pour avoir par exemple une partie seulement de l'image de
la dentine dilatée de façon que le praticien dentiste puisse effectuer une analyse plus précise
de l'état de la dent radiographiée.

Le procédé dont les étapes ont été décrites ci-dessus est avantageusement mis en
œuvre avec un dispositif dont le schéma de principe est représenté sur la figure unique.

35 Le dispositif schématiquement illustré sur la figure unique comporte une source
1 de rayons X apte à émettre un faisceau 2 de rayons X à partir d'une fenêtre de sortie 3.
Cette source 1 de rayons X est apte à être positionnée de façon que sa fenêtre de sortie soit
dirigée vers une dent 4 et son environnement 5.

Le dispositif comporte aussi une pluralité de barreaux cylindriques 10 réalisés
en un matériau apte à transformer les rayons X en rayons lumineux 11 d'une longueur
d'onde supérieure à celle des rayons X.

40 Chaque barreau comporte une face d'entrée 12 apte à recevoir les rayons X du
faisceau 2 après qu'ils aient traversé la dent 4 et son environnement 5, et une face de sortie
13 apte à émettre les rayons lumineux 11. Ces barreaux cylindriques 10 sont disposés les

uns à côté des autres de façon que toutes les faces d'entrée 12 soient tournées vers la fenêtre de sortie 3 de la source 1 de rayons X.

05 Dans une réalisation avantageuse, les barreaux cylindriques 10 sont réalisés dans un cristal de iodure de césium et sont sensiblement cylindriques de révolution, d'une longueur comprise entre 80 et 200 μm , de préférence entre 100 et 120 μm , pour un diamètre compris entre 3 et 7 μm , de préférence entre 4 et 6 μm .

En outre, il est certainement avantageux que, comme illustré sur la figure unique, ces barreaux cylindriques soient disposés au contact les uns des autres pour former en quelque sorte une mosaïque dont l'épaisseur est égale à la longueur d'un barreau.

10 Le dispositif selon l'invention présente un avantage essentiel par rapport aux dispositifs antérieurs du même type : la structure et la disposition des barreaux cylindriques 10 telles que décrites ci-dessus permettent de guider parfaitement les rayons X qui pénètrent dans ces barreaux par leur face d'entrée 12. Il ne se produit qu'une très faible dispersion de rayons X dans l'espace environnant, ce qui permet de transformer en rayons lumineux la
15 quasi totalité des rayons X ayant traversé la dent et son environnement et ainsi d'augmenter très notablement la sensibilité du dispositif par rapport aux dispositifs du même type connus de l'art antérieur.

Le dispositif comporte en outre des moyens 20 pour convertir les rayons lumineux 11 en signaux électriques.

20 Dans une réalisation préférentielle, ces moyens 20 comportent un convertisseur 21 de rayons lumineux en signaux électriques analogiques et un convertisseur 22 de signaux électriques analogiques en signaux électriques numériques dont l'entrée 23 est reliée à la sortie 24 du convertisseur analogique 21.

25 Avantageusement, le convertisseur analogique 21 est constitué par une barrette de CCD, tandis que le convertisseur numérique 22 est un CAN du type à au moins douze bits. De manière alternative, le convertisseur analogique peut être constitué d'une barrette de CMOS.

30 Bien entendu, le dispositif comporte des moyens 30 pour coupler les faces de sortie 13 des barreaux cylindriques 10 avec les faces photosensibles 25 du convertisseur analogique 21. Ces moyens de couplage 30 peuvent être constitués par des moyens pour positionner les faces photosensibles 25 en regard des faces de sortie 13 des barreaux. Cependant, il peut être avantageux, dans un but de concevoir un dispositif facilement manipulable, que ces moyens de couplage 30 soit constitués par un faisceau de fibres optiques, comme schématiquement illustré en 31 sur la figure, les faces d'entrée des fibres
35 optiques étant positionnées en regard des faces de sortie 13 des barreaux et leurs faces de sortie étant disposées en regard des faces photosensibles 25 du convertisseur 21.

40 Avantageusement, afin de rendre l'utilisation du dispositif plus adaptée au désir des praticiens dentistes, le dispositif comporte des moyens commandables 40 pour filtrer les signaux électriques obtenus en sortie des moyens 20 définis ci-avant, c'est-à-dire, dans le mode de réalisation schématiquement illustré sur la figure, en sortie 26 du convertisseur numérique CAN 22.

Le dispositif peut compter un seul filtre dont la bande passante peut être adaptée

aux souhaits du praticien.

Comme illustré, ce filtre peut être avantageusement équivalent à un ensemble, par exemple, de trois filtres. A titre d'exemple: un filtre "passe-bas" 41, un filtre "passe-bande" 42 et un filtre "passe-haut" 43.

05 Le filtre passe-bas 41 est par exemple apte à éliminer les signaux électriques engendrés par les rayons X ayant traversé les parties les plus opaques de la dent 4 et de son environnement 5, comme une cavité de la dent remplie d'un amalgame ou analogue, un pivot planté dans une racine, etc.

10 Le filtre passe-bande 42 est par exemple apte à ne laisser passer que les signaux électriques engendrés par les rayons X ayant traversé la dentine de la dent 4 et les parties de matière de son environnement 5 sensiblement équivalentes à la dentine.

Le filtre passe-haut 43 est par exemple apte à éliminer les signaux électriques engendrés par les rayons X ayant traversé les tissus mous ou équivalents de la dent et de son environnement, par exemple la chair de la gencive.

15 De manière alternative, lesdits moyens 40 pour filtrer les signaux électriques comportent au moins l'un des trois filtres suivants: un filtre passe-bas 41 apte à éliminer les signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé les parties les plus opaques de ladite dent 4 et de son environnement 5, un filtre passe-bande 42 apte à laisser passer les
20 signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé la dentine de la dent et les parties de matière de son environnement sensiblement équivalentes à cette dentine, un filtre passe-haut 43 apte à éliminer les signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé des tissus mous ou équivalents de la dent et de son environnement.

En outre, dans une réalisation avantageuse, le dispositif comporte des moyens
25 50 pour amplifier les signaux électriques délivrés par les moyens 20 de conversion des rayons lumineux 11 en signaux électriques.

Dans l'exemple illustré, ces moyens d'amplification 50 sont constitués par trois amplificateurs commandables 51, 52, 53 dont les entrées sont respectivement connectées aux sorties des trois filtres 41, 42, 43.

30 De cette façon, les signaux obtenus à la sortie 44 des moyens de filtre 40 peuvent être amplifiés selon une fonction prédéterminée, par exemple linéaire pour obtenir une image homothétique, sans distorsion, de l'image radiographique de la dent 4 et de son environnement 5. Mais il peut être avantageux de choisir une fonction non linéaire de façon à obtenir un effet de loupe sur une partie choisie de l'image radiographique, dans le but d'effectuer une analyse plus précise de l'état de cette partie.

35 Bien entendu, l'ensemble des trois filtres 41-43 et des trois amplificateurs 51-53 est avantageusement piloté par une unité de commande 60 du type ordinateur ou analogue.

Enfin, le dispositif comporte des moyens 70 pour traiter les signaux électriques obtenus, dans l'exemple illustré, en sortie 71 des amplificateurs 51-53, en vue de réaliser l'image radiographique de la dent et de son environnement. Ces moyens 70 de traitement de
40 signaux électriques peuvent être de différents types, par exemple constitués de mémoires temporaires ou permanentes, ou généralement d'un convertisseur de signaux électriques en signaux vidéo aptes à être visualisés sur l'écran d'un moniteur.

R E V E N D I C A T I O N S

1- Procédé pour obtenir une image radiographique d'une dent et de son environnement, *caractérisé par le fait qu'il* consiste:

05 à émettre un faisceau de rayons X en direction de ladite dent et de son environnement,

 à guider les rayons X émergeant de ladite dent et de son environnement, dans des volumes sensiblement cylindriques, suivant sensiblement l'axe desdits volumes,

 à transformer les rayons X lors de leur guidage dans lesdits volumes
10 cylindriques, en rayons lumineux de longueur d'onde supérieure à celle des rayons X,
 à convertir ces rayons lumineux en signaux électriques, et
 à traiter ces signaux électriques pour réaliser ladite image radiographique.

2- Procédé selon la revendication 1, *caractérisé par le fait qu'il* consiste en outre à filtrer lesdits signaux électriques en fonction de critères prédéterminés.

15 3- Procédé selon l'une des revendications précédentes, *caractérisé par le fait que* lesdits rayons lumineux sont convertis en signaux électriques analogiques et que ces dits signaux électriques analogiques sont convertis en signaux électriques numériques.

 4- Procédé selon l'une des revendications précédentes, *caractérisé par le fait qu'il* consiste à amplifier au moins une partie desdits signaux électriques suivant une
20 fonction prédéterminée.

5- Dispositif pour mettre en œuvre le procédé selon l'une des revendications précédentes, *caractérisé par le fait qu'il* comporte:

 une source (1) apte à émettre un faisceau de rayons X vers ladite dent (4) et son environnement (5),

25 une pluralité de barreaux cylindriques (10) réalisés en un matériau apte à transformer les rayons X en rayons lumineux (11) de longueur d'onde supérieure à celle des rayons X, chaque barreau comportant une face d'entrée (12) apte à recevoir lesdits rayons X et une face de sortie (13) apte à émettre lesdits rayons lumineux (11), lesdits barreaux cylindriques (10) étant disposés les uns à côté des autres de façon que toutes les
30 faces d'entrée (12) soient tournées vers ladite source (1) de rayons X,

 des moyens (20) pour convertir des rayons lumineux (11) en signaux électriques,

 des moyens (30) pour coupler les faces de sortie (13) des barreaux cylindriques avec lesdits moyens (20) pour convertir des rayons lumineux en signaux électriques, et

35 des moyens (70) pour traiter lesdits signaux électriques en vue de réaliser ladite image radiographique.

 6- Dispositif selon la revendication 5, *caractérisé par le fait que* les moyens (20) pour convertir des rayons lumineux en signaux électriques comportent un convertisseur (21) de rayons lumineux en signaux électriques analogiques et un
40 convertisseur (22) de signaux électriques analogiques en signaux électriques numériques dont l'entrée (23) est relié à la sortie (24) du convertisseur de rayons lumineux en signaux électriques analogiques

7- Dispositif selon la revendication 6, **caractérisé par le fait que** ledit convertisseur (21) de rayons lumineux en signaux électriques analogiques est constitué par une barrette de CCD et que ledit convertisseur (22) de signaux électriques analogiques en signaux électriques numériques est un convertisseur CAN du type à au moins douze bits.

05 8- Dispositif selon l'une des revendications 5 à 7, **caractérisé par le fait qu'il** comporte en outre des moyens (40) pour filtrer lesdits signaux électriques.

9- Dispositif selon la revendication 8, **caractérisé par le fait que** lesdits moyens (40) pour filtrer les signaux électriques comportent au moins l'un des trois filtres suivants: un filtre passe-bas (41) apte à éliminer les signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé les parties les plus opaques de ladite dent (4) et de son environnement (5), un filtre passe-bande (42) apte à laisser passer les signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé la dentine de la dent et les parties de matière de son environnement sensiblement équivalentes à cette dentine, un filtre passe-haut (43) apte à éliminer les signaux électriques correspondant aux rayons X ayant traversé des tissus mous ou équivalents de la dent et de son environnement.

10 15

10- Dispositif selon la revendication 9, **caractérisé par le fait qu'il** comporte en outre des moyens (50) pour amplifier les signaux électriques obtenus à la sortie (44) d'au moins l'un des trois filtres (41-43), selon une fonction prédéterminée.

11- Dispositif selon l'une des revendications 5 à 10, **caractérisé par le fait que** les moyens (70) pour traiter lesdits signaux électriques en vue de réaliser ladite image radiographique comportent au moins l'un des éléments suivants: mémoire temporaire, mémoire permanente, convertisseur de signaux électriques en signaux vidéo aptes à être visualisés sur un écran.

20

12- Dispositif selon l'une des revendications 5 à 11, **caractérisé par le fait que** lesdits barreaux cylindriques (10) sont réalisés en cristal de iodure de césium.

25

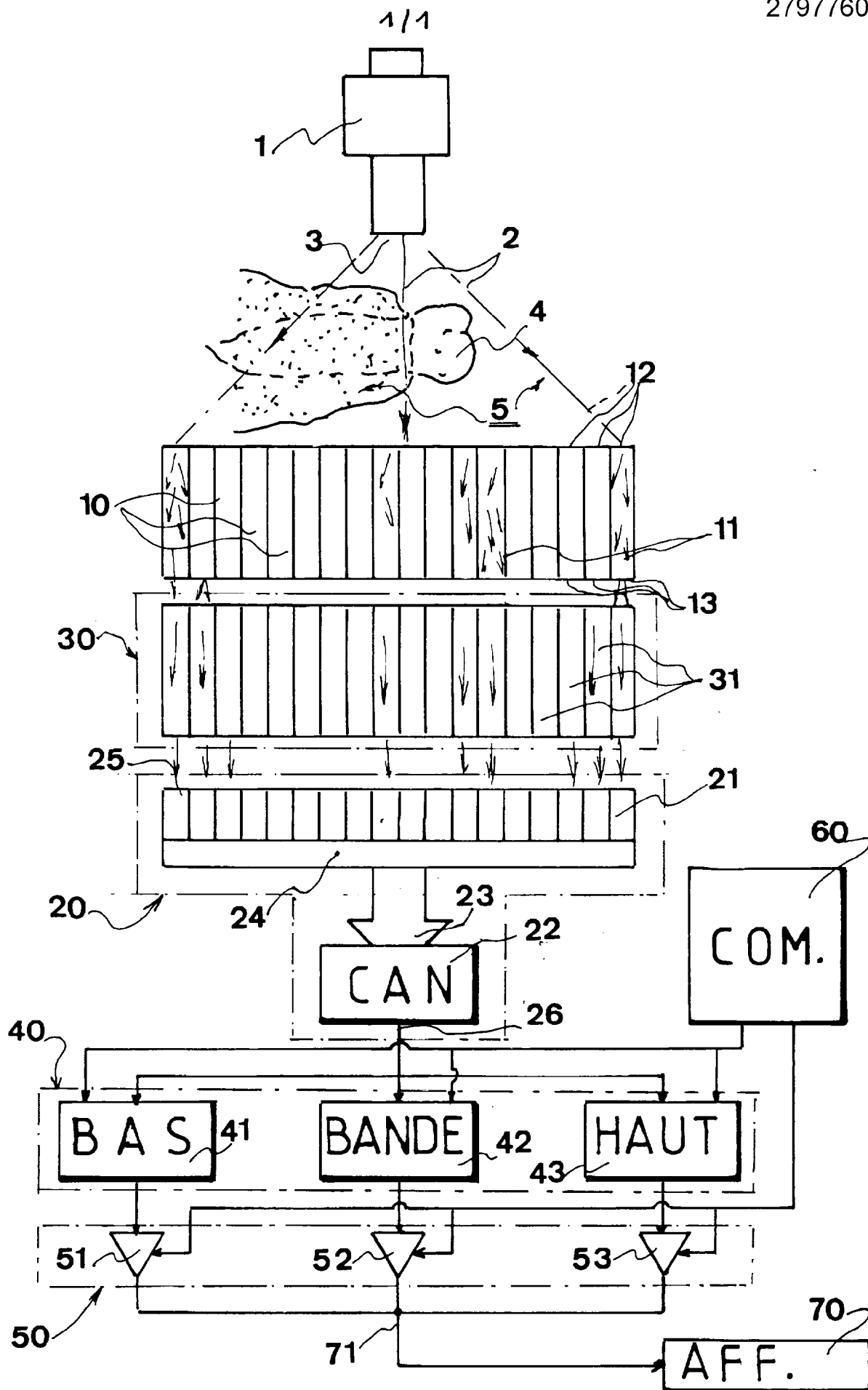
13- Dispositif selon la revendication 12, **caractérisé par le fait que** lesdits barreaux cylindriques (10) sont sensiblement de forme cylindrique de révolution d'une longueur comprise entre 80 et 200 μm , pour un diamètre compris entre 3 et 7 μm .

14- Dispositif selon l'une des revendications 5 à 13, **caractérisé par le fait que** lesdits barreaux cylindriques (10) sont disposés au contact les uns des autres pour former une mosaïque.

30

15- Dispositif selon l'une des revendications 5 à 14, **caractérisé par le fait que** les moyens (30) pour coupler les faces de sortie (13) des barreaux cylindriques (10) avec lesdits moyens (20) pour convertir des rayons lumineux en signaux électriques comportent un faisceau de fibres optiques.

35



INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 576986
FR 9910911

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y A	US 5 434 418 A (DAVID SCHICK) 18 juillet 1995 (1995-07-18) * colonne 4, ligne 50 - colonne 5, ligne 22 * * colonne 5, ligne 49 - colonne 6, ligne 48; tableaux 1-3 * ---	1,3,5-7, 11,15 12
Y A	EP 0 357 944 A (SIEMENS A.G.) 14 mars 1990 (1990-03-14) * colonne 2, ligne 43 - colonne 4, ligne 39 * * colonne 6, ligne 43 - ligne 56; tableaux 2,4,6 *	1,3,5-7, 11,15 14
A	DE 44 41 939 A (J.MORITA MFG.CORP.) 1 juin 1995 (1995-06-01) * colonne 7, ligne 35 - colonne 8, ligne 40 * * colonne 8, ligne 61 - colonne 10, ligne 40; tableaux 1,2,4 *	1,3,5-7, 11
A	EP 0 413 043 A (SIEMENS A.G.) 20 février 1991 (1991-02-20) * abrégé * * colonne 3, ligne 43 - colonne 4, ligne 6; tableaux 3,4 *	13,14
A	EP 0 756 416 A (EEV LTD.) 29 janvier 1997 (1997-01-29) * colonne 2, ligne 31 - colonne 3, ligne 21; tableau 1 * -----	1,3-5
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
3 mai 2000		Weihs, J
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		